

TARTU ÜLIKOOL  
LOODUS- JA TEHNOLOOGIATEADUSKOND  
Tehnoloogiasinstituut

Tõnis Tiimus

**RÕHUTUNDLIKE SENSORITE ANALÜÜS  
PODOMEETRIARAKENDUSTES**

Bakalaureusetöö arvutitehnikas (12 EAP)

Juhendajad:

Prof Alvo Aabloo

Indrek Must

Luban töö kaitsmisele:

Juhendaja

.....  
/allkiri, kuupäev/

Programmijuht

.....  
/allkiri, kuupäev/

Tartu 2013

## Sisukord

Sissejuhatus .....	4
1. Valdkonna ülevaade .....	6
1.1 Labajala rõhu mõõtesüsteemid .....	6
1.1.1 Platvormisüsteemid .....	6
1.1.2 Sisetallapõhised süsteemid .....	6
1.2 Olemasolevate sensorilahenduste ülevaade .....	7
1.2.1 Mahtuvuslikud sensorid .....	7
1.2.2 Takistuslikud sensorid .....	8
1.2.3 Piesoelektrilised sensorid .....	9
1.2.4 Uuenduslikud sensorid .....	9
1.2.5 Eksperimentaalsed sensorid .....	10
2. Jalatalla rõhusensorite nõuded .....	12
2.1 Süsteemi nõuded .....	12
2.2 Sensori nõuded .....	13
3. Kasutatud vahendid .....	16
3.1 Mõõtmisvahendid ja tarkvara .....	16
3.2 Kasutatud sensorid .....	17
4. Mõõtmismetoodika .....	18
4.1 Sensoritele rõhu rakendamine .....	18
4.2 Sensorite ettevalmistus mõõtmiseks .....	19
4.3 Staatiliste rõhkude mõõtmine .....	21
4.4 Dünaamiliste rõhkude mõõtmine .....	22
4.5 Muud mõõtmised .....	22
5. Tulemused ja arutelu .....	24
5.1 Tulemused .....	24
5.1.1 Takistuslikud .....	25

5.1.2 Mahtuvuslikud.....	25
5.1.3 Piesoelektrilised .....	25
5.2 Väljundsignaali sõltuvus jõust .....	26
5.3 Teiste sensorite puudujäägid .....	28
5.4 Elektroonika keerukus.....	28
5.5 Lõppjärelendus.....	29
Kokkuvõte .....	30
Kasutatud kirjandus.....	31
Abstract .....	36
Lisad .....	37

## Sissejuhatus

Kerge, kompaktsete ja energiasäästlike meditsiinivaldkonna rakenduste arendus on tänapäeval kiiresti kasvav uurimisvaldkond. Seda eeskätt seoses edusammudega tervise monitoorimise tehnoloogiates, mikroelektroonika integreerimises ning raadiosides. **Podomeetria** ehk labajala uuringud on nende uuenduste kontekstis tõusnud spordi- ja meditsiiniteadlaste huviorbiiti. On tekkinud vajadus teaduslikult analüüsida teatud spordialasid ning pakkuda nii professionaalsetele kui ka harrastussportlastele rohkem infot nende keha käitumise ja tervise kohta. Podomeetria tüüpilised rakendused on jalatsite disain [1], sportlaste jõudluse uurimine ja vigastuste vältimine [2], uurimused tasakaalu parandamiseks [3] ning haiguste diagnoosimine [4]. Hiljuti on hakatud jalapõia rõhu kaardistamist kasutama inimeste identifitseerimiseks [5], sh ka biomeetriliselt [6], rühi jälgimiseks [7] ja taastusravi eesmärkidel [8, 9].

Kõndimisel on üks olulisemaid rolle jalgadel ning seega on tähtis ortopeedilised haigused ja füsioterapeutilised jalaprobleemid diagnoosida juba nende varajases staadiumis, et vältida vigastusi ning hinnata riskifaktoreid. Üks laialdaselt kasutatud viis jala tervise hindamiseks on jalatalla rõhujaotuse uurimine. Viimase kontekstis tuleb kõige rohkem tähelepanu osutada mõõtmiste **täpsusele** ja **usaldusväärsusele**. Varasemad podomeetria rakendused tulid koos jalanõude arenguga: Lavery [10] määras 1997. aastal keskmiste jalatalla rõhkude alusel ravi- ja spordi eesmärgil disainitud sisetaldade efektiivsust. Sellest ajast alates on tehtud mitmeid sarnaseid uurimusi - Mueller [1] kasutas jalatalla rõhu mõõtmisi, et disainida jalatseid raskete vigastusteta (tervetele) inimestele. Praet'i [11] ning Queen'i [12] uurimustes leiti, et kõige efektiivsem moodus vähendada labajala rõhku patsientidel, kellel on diagnoositud jala neuropaatia, on kasutada ümara alustallaga jalatseid. Queen pakkus ka välja, et tulevased terapeutilised sisetallad ja jalatsid võiksid olla soospetsiifilised, kuna naiste ja meeste jalatalla rõhujaotus on erinev.

Jalahaiguste diagnoosimisel on suur osa uuringutest suunatud suhkruhaigusest tulenenud jalahaavanditele, mis on rõhujaotuse muutuse tagajärg. Hinnanguliselt kulub ainuüksi USA-s suhkruhaiguse ja sellega seotud vigastuste ravimiseks üle 176 miljardi dollari aastas [18]. Podomeetrilise uuringu alusel on võimalik valmistada patsiendile sobiv ortopeediline sisetald, mis leevendab jalahaavandeid. Ühtlasi leidub rakendusi tasakaalu parandamiseks näiteks jalgpalluritel [2], uurides raskust jala esiosal treeningu käigus [13] või vanemate inimeste kõnnaku abistamiseks [17]. Nende uurimuste ja artiklite põhjal on selge, et labajala rõhu üha täpsem ja efektiivsem mõõtmine on kriitiline tulevasteks uuendusteks. Tartu Ülikooli

Tehnoloogiainstituudi *Softsense* projekti (SLOTI12166T) raames püütakse lahendada probleemi kompaktse rõhutundliku jalatsi sisetalla loomisega. Seade annaks oluliselt rohkem infot kasutajale tema keha, spetsiifiliselt jalgade, tervise kohta pikema kasutuse vältel.

### **Eesmärk:**

Käesoleva bakalaureusetöö eesmärgiks on esmalt koguda antud probleemi kontekstis infot juba olemasolevate andurite ja mõõtesüsteemide kohta. Järgmiseks eesmärgiks on testida ning analüüsida enimlevinud pehmeid rõhutundlikke materjale ning rõhumõõtmistehnoloogiaid võrdsetes tingimustes ja tulemuste põhjal pakkuda välja parim sensoritüüp rõhutundliku jalatsi sisetalla disainimiseks ja konstrueerimiseks.

### **Terminid:**

**Piesoelektrilise efektina** tuntakse lineaarset elektromehaanilist vastastikmõju mehaanilise ja elektrilise poole (seisundi) vahel. Piesoelektrilistele materjalidele (peamiselt kristallilised ained; teatud keraamika ja bioained) jõu rakendamisel genereeritakse laeng [14]. Esineb ka pöördefekt ehk elektri rakendamisel piesoelektrilisele materjalile tekib mehaaniline nihe, liikumine.

Pooljuhtmaterjali eritakistuse muutust mehaanilise jõu rakendamisel kirjeldab **piesotakistuslik efekt**.

Käesolev lõputöö jaguneb viieks osaks. Esmalt antakse ülevaade valdkonnast andurite tööpõhimõtte ning olemasolevate mõõtesüsteemide tutvustamise näol (ptk 1). Teine peatükk kirjeldab disainitava seadme nõudeid ning kolmas peatükk töö käigus kasutatud sensoreid, tarkvara ning vahendeid. Järgmisena räägitakse mõõtmismetoodikast (ptk 4) ning viimases peatükis on tulemuste kirjeldus, arutelu ning analüüs (ptk 5).

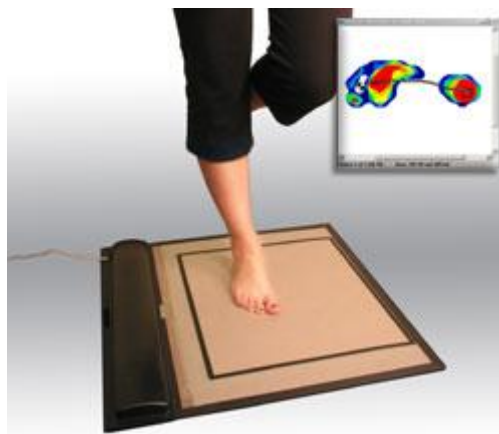
# 1.Valdkonna ülevaade

## 1.1 Labajala rõhu mõõtesüsteemid

Jalatala rõhu mõõtesüsteemid varieeruvad oma sensorite konfiguratsiooni poolest, et täita erinevaid vajadusi. Laialdaselt on välja kujunenud kahte tüüpi süsteeme: rõhku mõõtvad **platvormid** ja jalatsisse paigaldatavad, **sisetallapõhised** süsteemid. Mõlema süsteemi juures võivad esineda ka pilditöötlust kasutavad tarkvaralahendused, et visuaalselt veelgi rohkem infot koguda. Selliste süsteemide disainimisel on tähtsamal kohal andurite lahususvõime, andmete diskreetimissagedus, tulemuste täpsus, andurite tundlikkus ja kalibreerimine.

### 1.1.1 Platvormisüsteemid

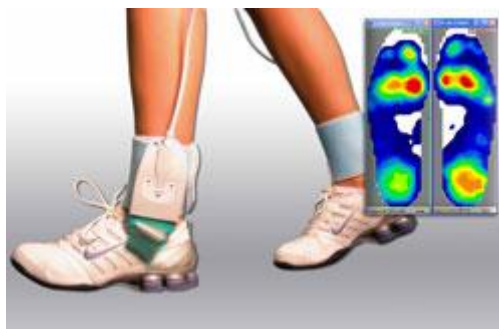
Platvormisüsteem koosneb jäigast, õhukesest rõhutundlike sensorite maatriksist, mis seatakse põrandaga samale tasapinnale, et inimene ei peaks oma kõnnakut seadme kasutamise ajal muutma. Selliseid süsteeme saab kasutada nii staatiliste kui ka dünaamiliste rõhkude mõõtmiseks, kuid nad on enamasti piiratud kliiniliste tingimustega siseruumides. Platvormi on küll kerge kasutada, sest see on statsionaarne ja õhuke, kuid sealjuures peab kas platvorm olema väga suur või peab patsient sellega enne harjuma, et mitte muuta oma loomulikku kõnnakut. Ühtlasi peaks jalg eelistatult tabama platvormi kesket ala, et saada täpsemaid tulemusi [19].



Joonis 1: Näide platvormisüsteemist [20]

### 1.1.2 Sisetallapõhised süsteemid

Sisetallapõhised andurid on painduvad ning paigutatud jalatsi sisse nii, et mõõtmised näitavad jala ja jalatsitalla vahelist vastasmõju. Süsteemi eeliseks on mobiilsus ning kasutatavus erinevat tüüpi treeningute jooksul. Sisetallapõhised süsteemid on seega eelistatud ortopeedilistel uuringutel ning jalatsite disainimisel.



Joonis 2: Näide sisetallapõhisest süsteemist [20]

Süsteemi jalatsi sisse paigaldamine on aga lahendamist vajav probleem, kuna sisetallas paiknevad üksikud andurid või terve tald võib jalatsi kandmise käigus nihkuda.

## 1.2 Olemasolevate sensorilahenduste ülevaade

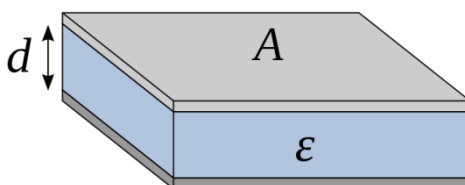
Tänapäeval on saadaval mitmesuguseid rõhutundlike sensoreid, mida võib kasutatud tehnoloogia põhjal jaotada järgmistesse gruppidesse: mahtuvuslikud, takistuslikud ning piezoelektrilised andurid. Viimase paari aasta jooksul on sensorisüsteemide arendamisel katsetatud ka optoelektronikat või loodud spetsiaalsed rõhutundlikud integreeritud mikroskeemid. Vastavalt sensoritüübile mõõdetakse pinget, voolu, mahtuvust või sagedust.

### 1.2.1 Mahtuvuslikud sensorid

Enim kasutatud mahtuvuslikud sensorid koosnevad kahest elektrit juhtivast elektroodist, mis on eraldatud elastse dielektrilise kihiga. Andurile surve rakendamisel pressitakse dielektriline kiht kokku, vahekaugus kahe plaadi vahel väheneb ning mahtuvus suureneb. Mahtuvuse arvutamise valem:

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d}$$

Kus  $\epsilon = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r$ ,  $\epsilon_0$  - elektriline konstant,  $\epsilon_r$  - elektroodidevahelise dielektriku suhteline dielektriline läbitavus,  $C$  - kondensaatori mahtuvus,  $A$  - elektroodi pindala,  $d$  - elektroodide vahekaugus.



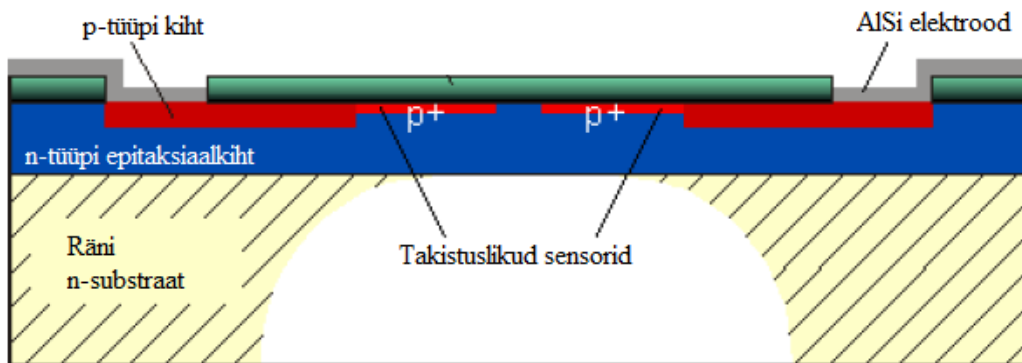
Joonis 3: Näide plaatkondensaatorist [21]

Tootena müüb selliste sensoritega süsteeme näiteks *Novel* (Pedar® in-shoe systems) [24].

## 1.2.2 Takistuslikud sensorid

### 1.2.2.1 Räni baasil

Tüüpilised räni baasil rõhusensorid kasutavad piesotakistuslikku efekti ning on valmistatud pooljuhtmaterjalidest (monokristalliline räni). Rõhu rakendamisel sensorile muutub elektrodide vahel oleva materjali eritakistus. Sensori algasendis on takistus maksimaalne ning rõhu suurenedes väheneb materjali eritakistus proportsionaalselt [16]. Taolisi andureid müüb näiteks *Paromed* (ParoTec) [22].

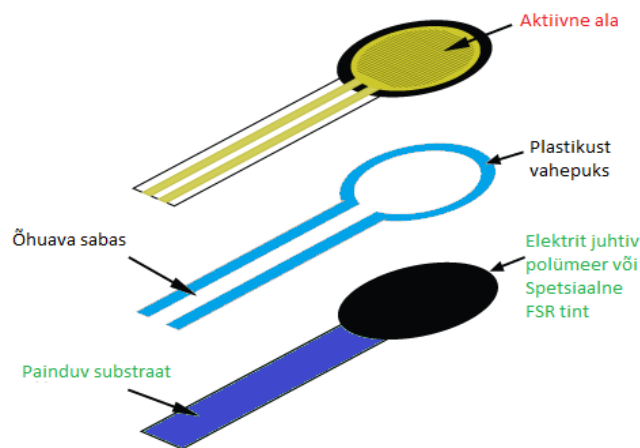


Joonis 4: Näide räni baasil takistusliku sensori ehitusest[15]

### 1.2.2.2 Polümeeride baasil

Rõhutundlik takisti (ing. keeles *Force-Sensing Resistor - FSR*) on hea näide polümeersete andurite klassist. Rõhu rakendamisel muutub sensori kahe elektroodi vahel paikneva juhtiva polümeerkomposiidi eritakistus. Rõhutundlikuse suurendamiseks kasutatakse veel teisi meetodeid: anduri ehituses on plastikust vahepuks (Joonis 5) ning seega muutub survele ka aktiivse ala ja elektrit juhtiva polümeerkomposiidi kokkupuutepindala. Polümeerne materjal sisaldab mittejuhtivat võrgustikku ning juhtivaid osakesi. Survel puutuvad juhtivad osakesed omavahel kokku, materjali eritakistus väheneb ning voolutugevus läbi sensori suureneb [16, 23]. Rõhutundliku takisti tehnoloogia põhjal toodavad mõõtesüsteeme näiteks *Tekscan* (F-Scan® in-shoe systems ja FlexiForce®) [20] ning *Interlink Electronics* (FSR 400 series) [44].



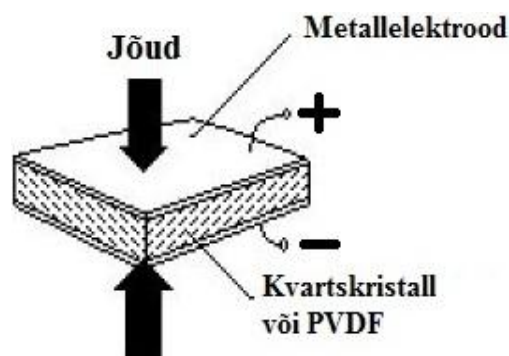


Joonis 5: Näide takistusliku sensori ehitusest [26]

### 1.2.3 Piesoelektrilised sensorid

Piesoelektriline andur genereerib rõhu survele elektrilaengu. Seadmetel on kõrge impedants (näivtakistus) ning seega on nad tundlikud elektromagneetilistele müradele, mis teatavates tingimustes võib viia praktiliselt kasutamatu signaali-müra suhteni.

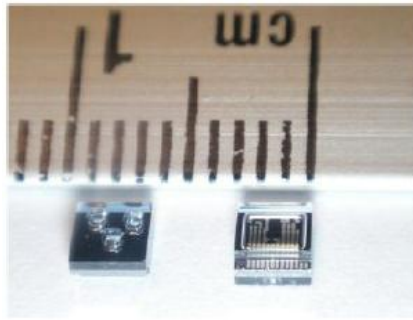
Kõige sobilikum materjal sellist tüüpi sensorite jaoks on metalliseeritud  $\beta$ -polüvinülideenfluoriidkile ( $\beta$ -PVDF), sest see on painduv, õhuke ning kergesti töödeldav [16, 23]. Joonisel 6 on näha piesoelektrilise sensori ehitus. Tootena müüb selliste sensoritega süsteeme näiteks *Measurement Specialties* (Piezo Film Elements) [28].



Joonis 6: Näide piesoelektrilise sensori ehitusest

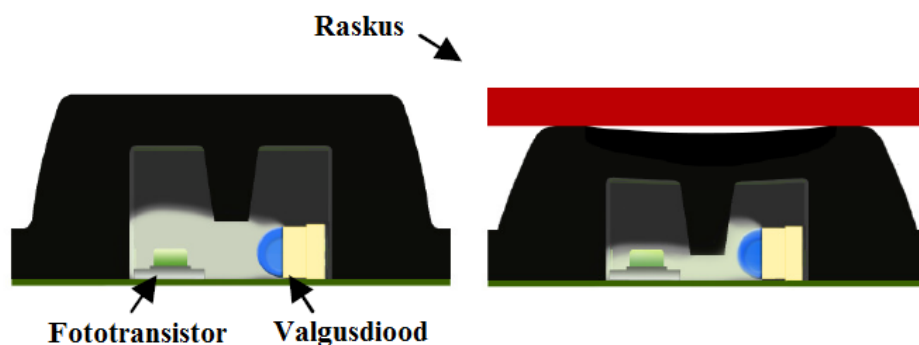
### 1.2.4 Uuenduslikud sensorid

1. Wahab [31] disainis, konstrueeris ning testis piesotakistusliku efekti põhjal töötavat integreeritud mikroskeemi labajala rõhu tajumiseks. Sellisel lähenemisel on võrreldes seni laialdaselt kasutatud mõõtesüsteemidega mitmeid edasiminekuid. Sensor on mõõtmelt väiksem (võimaldab kokkuvõttes suuremat mõõtetäpsust), rõhu mõõtepiirkond 0 - 3 MPa, väga lineaarne väljundpinge sõltuvus rõhust ning tühine signaalihüsterees.



Joonis 7: MEMS sensor [31]

2. De Rossi [38] valmistas ja testis optoelektronilist sensorite maatriksit. Tema poolt valmistatud mõõtesüsteem koosnes 64-st silikoonkorpuses paiknevast fototransistor-valgusdiod paarist (Joonis 8). Andur töötab põhimõttel, et surve rakendamisel pressitakse silikoonkorpuse kokku ning seetõttu väheneb valguse intensiivsus fototransistoril. Mõõtesüsteemi eeliseks on elektroonika kompaktne disain ning madal väljundsignaali hüsterees. Probleemiks on lineaarsus madalatel ja kõrgetel survetel ning andurid ei talu rõhke üle 1 MPa.

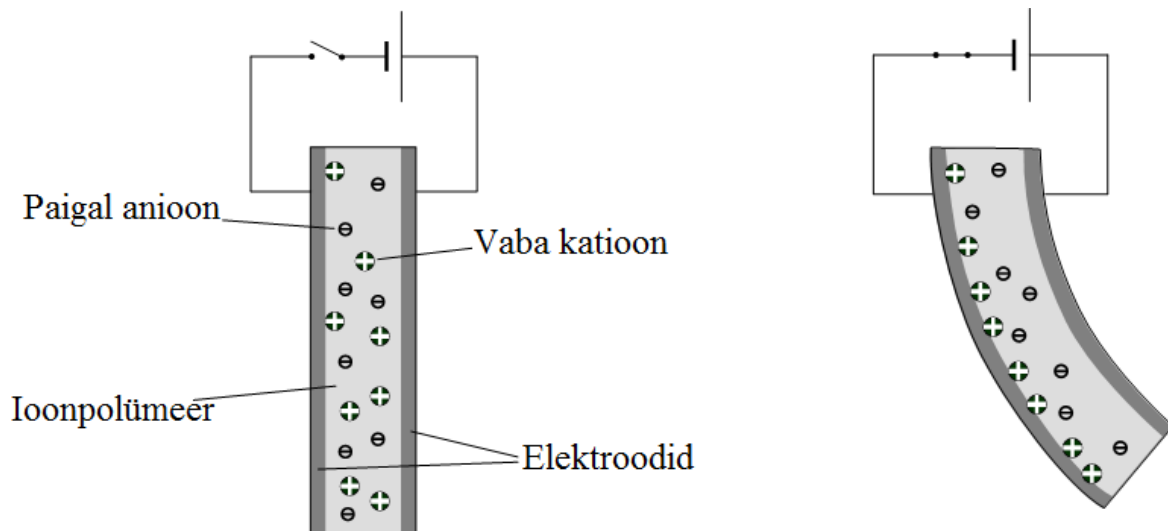


Joonis 8: Fototransistor-valgusdiod sensor [38]

### 1.2.5 Eksperimentaalsed sensorid

**Elektroaktiivsed polümeerid** (edaspidi **EAP**) on materjalid, mis muudavad elektrivälja mõjul oma suurst või kuju. Need materjalid on kiiruselt ja tugevuselt mõnevõrra sarnased bioloogiliste lihaste omadustele. EAP-sid on hakatud pidama paljulubavaks läbimurdetehnoloogiaks, mis võib edasise arengu korral hakata asendama praeguseid elektromehaanilisi seadmeid [25]. Survel genereeritakse **ioonjuhtivates EAP-des** elektrilaeng ionide ümberpaigutumisel polümeerkomposiidi sees. Must [42] kasutasioonjuhtivaid EAP-sid paindesensorina. Ioonjuhtivate EAP-de alla kuuluvad näiteksioonjuhtivad polümeer-metall komposiidid (IPMK), süsinik-polümeerkomposiidid (SPK) ja ioonsed polümeergeelid. Elektroaktiivsed polümeerid on elektromehaanilistest

täiturmehanismidest ja pneumaatilistest lihastest ehituselt lihtsamad, kergemad, väiksemõõdulisemad ning painduvamad. Lisaks sellele ei tekita nad töötamisel müra. EAP-de elektroaktiivsete omaduste tõttu loodetakse neist luua bioloogilisi olendeid imiteerivaid roboteid, **rõhuandureid** ning süsteeme akustika valdkonnas. Bakalaureusetöö üheks alameesmärgiks on testida ioonjuhtivaid EAP-sid rõhuanduritena.



Joonis 9: Näide IPMK tüüpi ioonjuhtivast EAP-st algasendis ja välise vooluallikaga ühendatult (liikumas) [46]

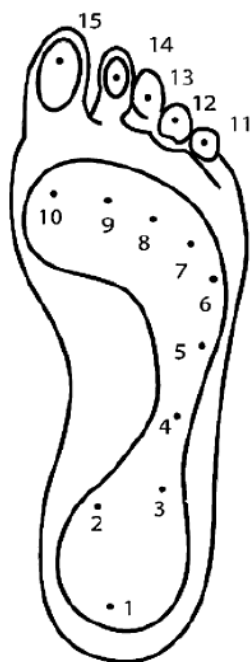
## 2. Jalatalla rõhusensorite nõuded

Biomehaaniliste mõõtmiste puhul tuleb seade optimeerida vastavalt rakendusele, et mõõtmised oleksid võimalikult täpsed konkreetse mõõdetava parameetri muutumiskiirkonna jaoks. Enne mõõtmiste tegemist tuleb andur eelnevalt kalibreerida vastavalt keskkonnateguritele (nt temperatuur, inimese kehakaal, elektromagneetiline müra). *Softsense* projekti lõppeesmärgiks on disainida mõõtesüsteem, mis pikema ajaperioodi vältel mõõdab labajala rõhujaotust, kasutajat oluliselt segamata. Seega on sisetallapõhine lähenemine igati eesmärgipärasem.

### 2.1 Süsteemi nõuded

Nõuded sisetallapõhisele mõõtesüsteemile on järgmised:

1. Seade peab olema  **mobiilne** , st ei tohi segada inimese loomulikku liikumist [27]. See eeldab  **piiratud kaabeldust**  ning süsteem peab suhtlema arvutiga  **juhtmevabalt**  (raadio teel).
2. Sisetald peab olema  **õhuke**  (kogupaksus kuni 5 mm),  **painduv**  [29] (kogu süsteemi Youngi moodul kuni 2 GPa, üksikul sensoril kuni 8 GPa) ning  **kerge**  [27]. Seade peab kaaluma alla 300 grammi, et mitte oluliselt mõjutada tavapärast kõnnakut [27].
3.  **Sensorite paigutus** : Shu [30] uurimuse alusel võib jalatalla jagada 15-ks suuremaks piirkonnaks: kand (1-3), keskmine osa (4-5), metatarsaalne osa (6-10) ning varbad (11-15) (Joonis 10). Seega peab sisetallal olema  **vähemalt 15 sensorit** , et tajuda keharaskuse muutusi, kuid täpsemateks tulemusteks peab neid olema rohkem. Projekti esialgseks  **eesmärgiks on konstrueerida kuni 128 rõhuanduriga sisetald** .



Joonis 10: Jalatalla jaotus aladeks [30]

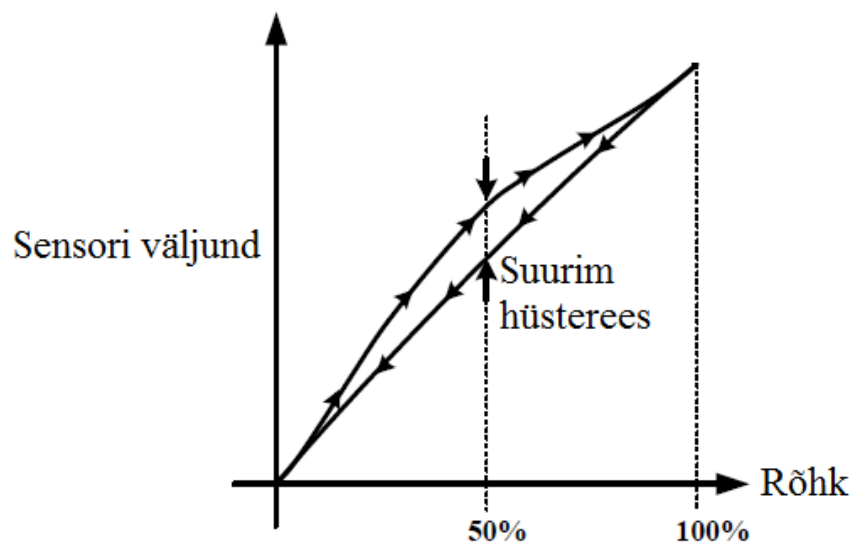
4. Seade peab korrapäraselt töötama paljudes **erinevates tingimustes**: nii väli- kui siseruumides kui ka erinevatel maastikel.

Alamnõudena peaks mõõtesüsteem olema madala voolutarbega ja taskukohane sportlastele ning patsientidele.

## 2.2 Sensori nõuded

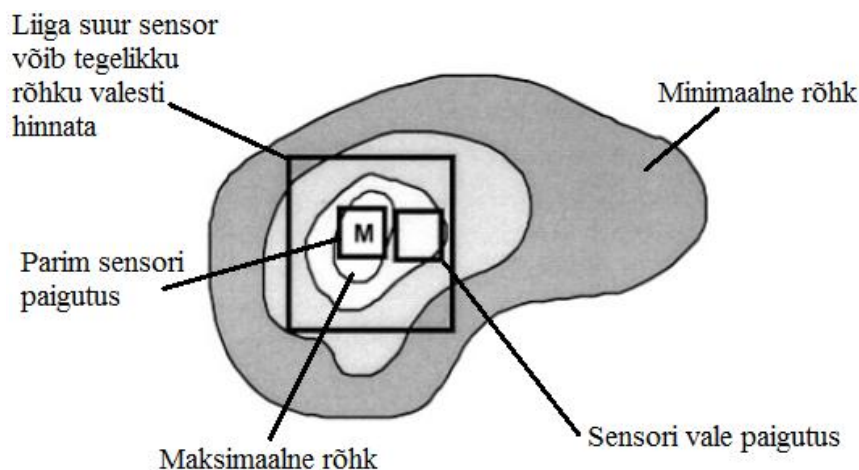
Võtmeparameetrid üksikutele sensorielementidele on järgnevad: väljundsignaali hüsterees, lineaarsus, temperatuuritundlikkus, rõhu mõõtepiirkond, sensori suurus ja paigutus, mõõtmisagedus, materjali roomavus ja testide korratavus (usaldusväärsus) [23, 27, 29].

1. **Hüsterees** on süsteemi või keha omadus, mis aeglustab väljundsignaali muutumist või takistab ennistumist esialgsesse olekusse. Hüstereesi saab määrata võrreldes koormuse tõstmisel ja langetamisel tekkinud väljundsignaalide ajalist käiku (Joonis 11). Üksiku sensori väljundi hüstereesisilmuse pindala peab olema võimalikult väike.



Joonis 11: Näide väljundsignaali hüstereesist [15]

2. Anduri väljundsignaal peab olema võimalikult **lineaarses** sõltuvuses rõhust. Selle alusel on võimalik hinnata, kui keeruline saab olema signaalitöötlus.
3. Madal **temperatuuritundlikkus** on vajalik vahemikus 20 °C kuni 37 °C [29].
4. **Sensori suurus ja paigutus** (joonis 12). Soovituslikult peaksid ühe anduri mõõtmed olema maksimaalselt 10 × 10 mm ning optimaalselt 5 mm × 5 mm [23], kusjuures väiksemad sensorid tuleb disainida sensorite maatriksina.



Joonis 12: Anduri optimaalne paigutus [23]

5. **Rõhu mõõtepiirkond:** Käesolevas bakalaureustöös kasutatakse rõhkude puhul peamiselt ühikut N/cm<sup>2</sup>. Tüüpilised rõhud jalatallale treeningul (jooksmine, jooksu ajal pööramine, hüppamine, maandumine) jäävad piiridesse **5 - 65 N/cm<sup>2</sup>** [33, 36], kuid ekstreemsed dokumenteeritud rõhud on kuni 3 MPa (300 N/cm<sup>2</sup>) [23]. Anduri mõõtepiirkond peaks jääma



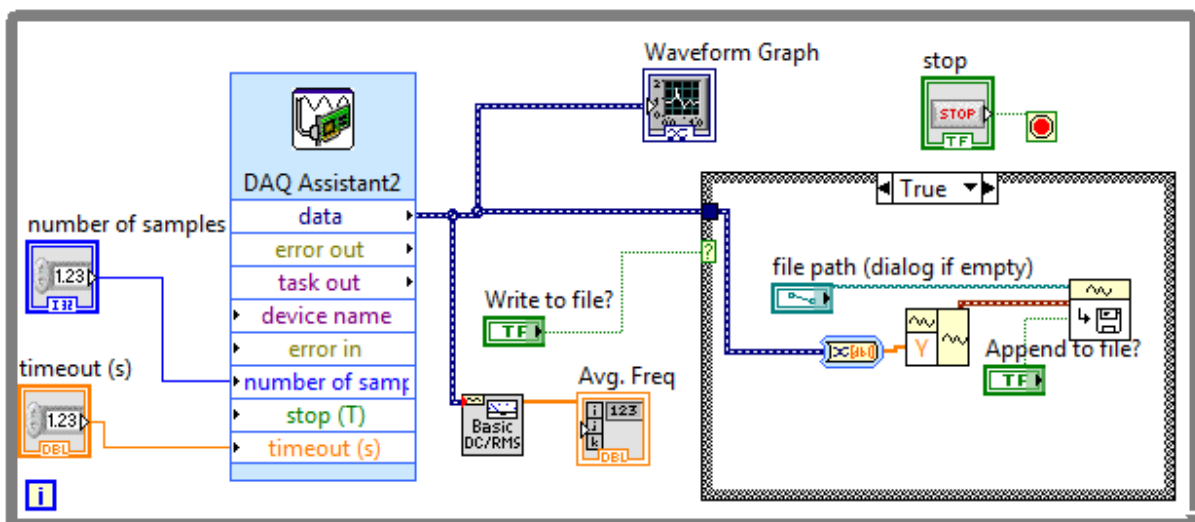
### 3. Kasutatud vahendid

#### 3.1 Mõõtmisvahendid ja tarkvara

National Instruments (edaspidi NI) LabVIEW (ing. keeles *Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*) on kiiresti õpitav ning kasutatav arendusplatvorm inseneridele ja teadlastele, mis kasutab graafilist programmeerimist ning laia riistvaraühilduvust, et kiirelt disainida, katsetada ja prototüüpida erinevaid mõõte- ja kontrollsüsteeme. Enamik mõõtmiseid käesoleva töö käigus on tehtud kasutades **NI Labview 2012** ning NI mõõtevahendeid.

Tulemused mõõdeti NI PCI-6034E laienduskaardi analoog-digitaalmuunduriga (16-bit analoogsisend, mõõtesagedusega kuni 200 kHz) kasutades NI SCC-AI04 mõõtevõimendit ning läbi NI SC-2345 laienduspesa salvestati andmed arvutisse.

Bakalaureusetöö käigus mõõdeti erinevaid parameetreid ning seetõttu loodi 4 LabView programmi. Neist esimene mõõdab pinget ja volutugevust ning teine sagedust. Kolmas on mõeldudioonjuhtiva EAP tarbeks, kuna viimase mõõtmisel tuleb arvestada instrumentaalvõimendiga (vt. ptk 4.2) ning väljund vastavalt kalibreerida. Viimane programm on mõeldud tulemuste hilisemaks kuvamiseks ning analüüsimiseks. Näitena sagedust mõõtev programm Joonisel 14.


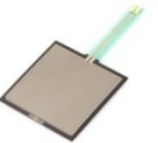








Joonis 14: LabView programm võnkeringi sageduse mõõtmiseks



### 3.2 Kasutatud sensorid

Käesoleva lõputöö käigus kasutatud sensoritest on tootena saadaval takistuslikud ja piesoelektrilised andurid ning mahtuvuslikud ja ioonjuhtivad EAP-d pärinevad Tehnoloogiainstituudist. Järgnev on ülevaade kõigist testitud sensoritest (Tabel 1):

Anduri tüüp	Takistuslik	Takistuslik	Takistuslik	Piesoelektriline	Piesoelektriline	Mahtuvuslik	Mahtuvuslik	EAP
Anduri nimi või kirjeldus	Force Sensitive Resistor - Small	Force Sensitive Resistor - Square	FlexiForce A201 Pressure Sensor	DT Series (PVDF)	Piezo Element	Polüdimetüül-siloksaan (PDMS) vaseelektroodide vahel	PDMS koos klaasriidega vaseelektroodide vahel	Kullaga kaetud ioonjuhtiv EAP
Tootekood	SEN-09673	SEN-09376	SEN-08685	SEN-09196	SEN-10293			
Pilt								
Kogupikkus (cm)	4,45	8,89	19,7	2,5	2,0	5,5	7,5	4,2
Kogulaius (cm)	0,71	4,45	1,4	1,3	2,0	2,2	2,2	1,0
Rõhutundlik ala (cm <sup>2</sup> )	0,45	16,9	2,8	2,4	2,25	12,1	16,5	4,2
Paksus (µm)	300	300	208	100	563	380	200	325
Mõõdetava parameetri muutumispiirkond	1 MΩ - 2,5 kΩ	1 MΩ - 0,5 kΩ	10 MΩ - 300 kΩ	0 - 2,3 nA	0 - 1,6 nA	93 - 125 pF	321,5 - 415 pF	0 - 200mV

Tabel 1: Sensorite kirjeldused

## 4. Mõõtmismetoodika

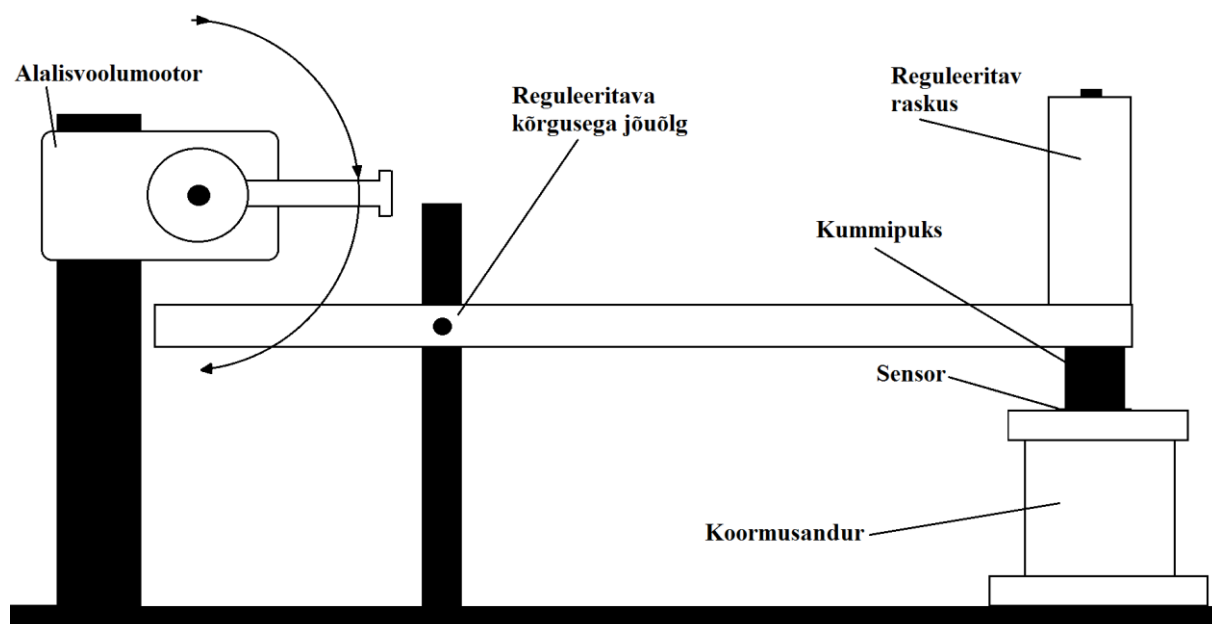
### 4.1 Sensoritele rõhu rakendamine

Käesoleva bakalaureusetöö käigus testiti kõikide valitud sensorite omadusi neile erinevaid staatilisi ja dünaamilisi rõhke rakendates.

Dünaamiliste rõhkude testimiseks ja mõõtmiseks disainiti ning konstrueeriti lõputöö käigus reguleeritava rõhu ning löögisagedusega automaathaamer (joonis 15). Haamer on konstrueeritud selliselt, et võimalikult hästi jäljendada inimese kõndimisel jalatalla poolt maale avaldatavaid rõhke. Haamri peaks on kummipuks, et paremini imiteerida jala põrutust. Jõude saab reguleerida haamri pea kaalu või haamri vabalangemise käigu muutmisega. Rakendatavat rõhku saab muuta kummipuksi põhjapindala suurusega. Löögi sagedust saab reguleerida haamrit tõstvale mootorile rakendatava pinge muutmisega. Seadme parameetrid:

Avaldatava rõhu piirkond: 1 - 350 N/cm<sup>2</sup>

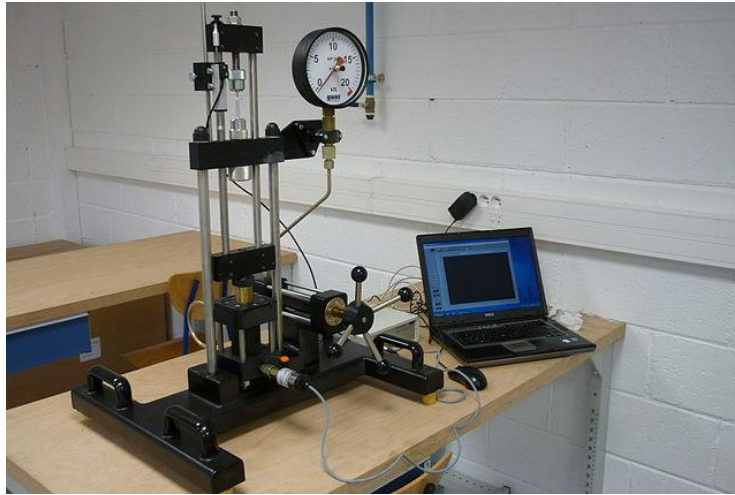
Löögisagedus: 0,1 - 2 Hz



Joonis 15: Automaathaamri ehitus

Automaathaamri poolt avaldavate staatiliste ja dünaamiliste jõudude kalibreerimiseks kasutati **Tedea-Huntleigh Model 616** koormusandurit jõupiirkonnaga kuni 5000 N ja veatolerantsiga  $\pm 0,02$  %.

Staatiliste rõhkude mõõtmiseks kasutati G.U.N.T WP 300 tõmbekatseseadet (Joonis 16) jõupiirkonnaga 0 - 20 kN kokkusurumise režiimis. Mõõtmised salvestati seadmega kaasa tulnud tarkvaraga *WP 300.20 PC Data Acquisition System*.



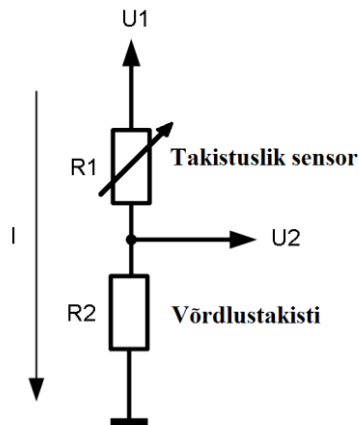
Joonis 16: Tõmbekatseseade G.U.N.T WP 300

## 4.2 Sensorite ettevalmistus mõõtmiseks

Valitud andurid on oma ehituselt ja tööpõhimõttelt erinevad ning seega vajavad nad erinevaid mõõtmistingimusi. Mõõtmiseks on klassifitseeritud sensorid nelja gruppi: takistuslikud, piezoelektrilised, mahtuvuslikud ning EAP-d.

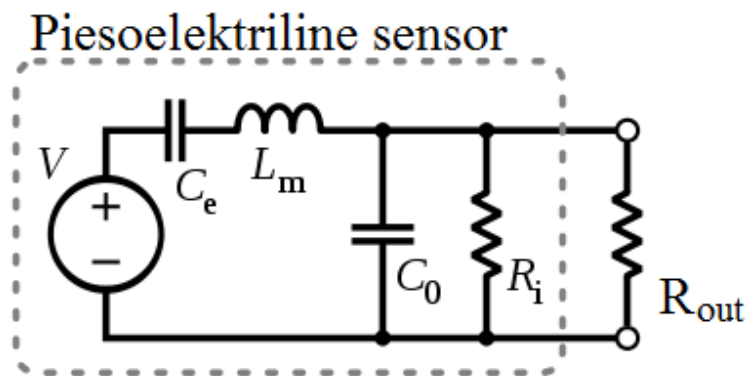
1. **Takistuslike** andurite puhul muutub sensorite tajutava ala takistus ning mõõtmiseks on vaja rakendada andurile kindel (ergastus)pinge ning sensoriga jadamisi lisada kindla väärtusega võrdlemiseks kasutatav takisti, et moodustada pingejagur (Joonis 17). Kasutatud pinge sensoril  $U_1 = 5V$  ning võrdlustakisti  $R_2$  oli olenevalt sensorist 1 - 1000 k $\Omega$ . Skeemi väljundpinge on arvutatav järgmise valemiga:

$$U_2 = U_1 \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$



Joonis 17: Pingejaguri tüüpskeem [41]

2. **Piesoelektrilised:** Antud bakalaureuse töö käigus mõõdeti anduri genereeritud voolutugevust takistil  $R_{out}$  (Joonis 18) ning seega sensorile rakendatava rõhu muutumiskiirust. Piesoelektriliste sensoritega saab mõõta ainult dünaamilisi rõhke, kuna genereeritud signaalid sumbuvad kiirelt ekvivalentskeemi takisti  $R_i$  tõttu.



Joonis 18: Piesoelektrilise sensori ekvivalentskeem [40]

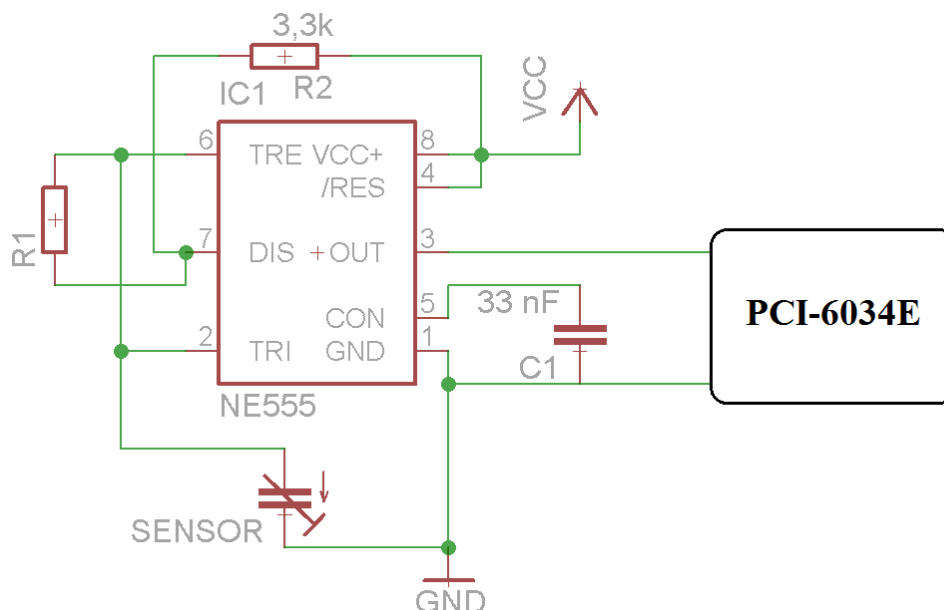
Kus  $L_m$  - sisemine induktiivsus,  $C_0$  ja  $C_e$  - sisemine mahtuvus,  $R_i$  - lekketakistus.

3. **Mahtuvuslike** sensorite puhul mõõdeti muutuva mahtuvusega kondensaatori laadimisest ja tühjaks laadimisest tekkinud nelinurklaine sagedust. Sensori ajakonstant on:

$$\tau = R \cdot C$$

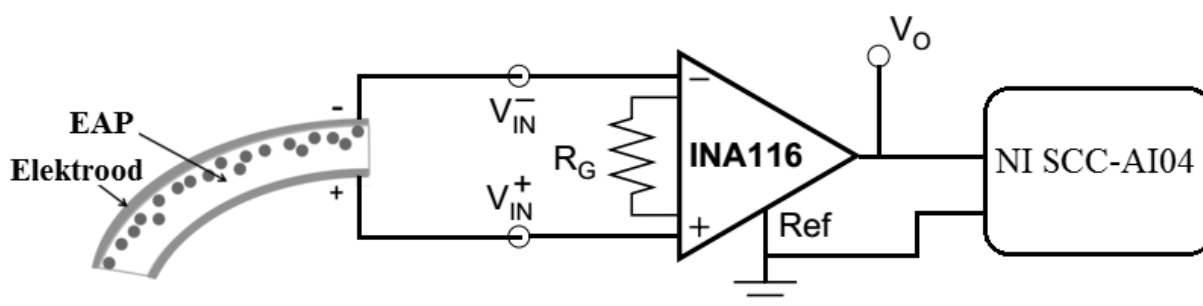
Kus  $\tau$  - ajakonstant,  $R$  - laadiva skeemi takistus,  $C$  - laadiva skeemi mahtuvus.

Nelinurklaine mõõtmine on saavutatud järgneva elektroonikaskeemiga (Joonis 19) kasutades **NE555** mikroskeemi ( $R1$  olenevalt mahtuvuslikust sensorist 56 - 1000 k $\Omega$  ning  $VCC = 5V$ ):



Joonis 19: Skeem sageduse mõõtmiseks

4. **Ioonjuhtivate EAP-de** genereeritud väljundsignaal on liiga madala amplituudiga (sajad mikrovoldid) ning signaali suure ujuvuse tõttu tüüpiliste mõõtevõimenditega kasutati probleemi lahendamiseks *Texas Instruments* **INA116** madala eelvooluga instrumentaalvõimendit võimendusteguriga 10 ( $R_G = 5,6 \text{ k}\Omega$ ). Mõõtmist kirjeldab Joonis 20.



Joonis 20: Skeem EAP mõõtmiseks

#### 4.3 Staatiliste rõhkude mõõtmine

Hindamaks andurite käitumist staatilistel rõhkudel kasutati eelnevalt mainitud tõmbekatseseadet WP 300 jõuvahemikus 100 - 2000 N, inimesi kehakaaludega 58 - 100 kg ning väiksemate jõudude piirkonnas kasutati kaaluvihte raskusvahemikus 1 - 10 kg. Mõõtmismetoodika oli järgmine:

1. Anduri ettevalmistus ja kinnitamine mõõteplatvormile.
2. Staatilise koormuse lisamine ning mõõtmise salvestamine kolmel eraldiseisval juhul.

3. Mõõtmiste põhjal määrati keskmine väärtus ja mõõtmistulemuste suure erinevuse juhul korraldati mõõtmisi.

Sellist meetodikat korraldati erinevate raskuste ja sensoritega.

#### 4.4 Dünaamiliste rõhkude mõõtmine

Dünaamilistel mõõtmisel kasutati automaathaamrit rõhkudel 5 - 150 N/cm<sup>2</sup>. Olenevalt sensorist kasutati mõõtesagedust 50 - 100 kHz ning ühe mõõtmise periood oli 1 sekund. Mõõtmismetoodika:

1. Haamri jõu kalibreerimine koormusanduriga, sensori ettevalmistus ning kinnitamine mõõtmisplatvormile
2. Dünaamilise koormuse rakendamine haamriga ning mõõtmise registreerimine 5 - 10 eraldiseisval juhul.
3. Mõõtmiste keskmistamisel määrati sensori ajaline käitumine rõhu kiirel muutumisel ja mõõtmistulemuste suure erinevuse juhul korraldati mõõtmisi.

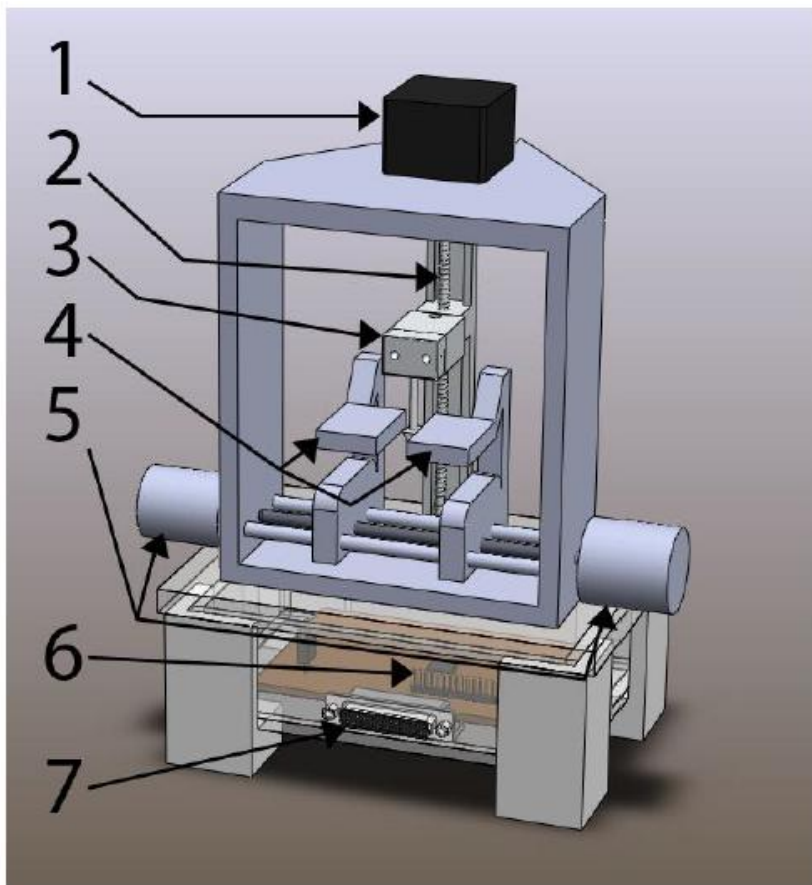
Sellist meetodikat korraldati erinevate rõhkude ja sensoritega.

#### 4.5 Muud mõõtmised

1. Signaal-müra suhe, detsibell (dB) skaalas, leiti valemiga:

$$SNR = 20 \cdot \log_{10} \left( \frac{A_{\text{signaal}}}{A_{\text{müra}}} \right)$$

2. Katsed inimkeha läheduse tundlikkuse suhtes teostati järgnevalt: uuritavast sensorist 20 cm kaugusele toodi kasutaja käsi ning hakati seda andurile lähemale liigutama 1 cm sammude kaupa.
3. Andurite painduvus leiti kasutades Sven Kautlenbachi valmistatud autonoomset elastsusmooduli mõõtmisseadet (Joonis 21). Seadme mõõtmisviga on  $\pm 41\%$ , millest kõige suurem osa tuleneb uuritava materjali paksuse mõõtmise täpsusest [43].



- 1) Samm-mootor
- 2) Keerdlatt
- 3) Jõuandur, mille otsas on deformatsiooni tingiv sond
- 4) Mõõtekeha alused
- 5) Keeratavad aluste liigutamise otsad
- 6) Elektroonika
- 7) Kasutajaliidese ühenduspistik

Joonis 21: Autonoomne elastsusmooduli mõõtmisseade

4. Andurite temperatuuritundlikuse leidmiseks asetati testitav sensor reguleeritava temperatuuriga suletud ahju ning teatud temperatuuril rakendati andurile koormus ning mõõdeti väljundsignaali muutus. Mõõtmisi tehti 5 °C sammudega temperatuurivahemikus 20 - 35 °C, välja arvatud piesoelektrilise (PVDF) sensori puhul, mida mõõdeti vahemikus 15 - 45 °C konkreetse anduri suure temperatuurisõltuvuse tõttu.

5. Sensormaterjali roomavusest tekkinud väljundsignaali triivi ulatuse määramiseks asetati uuritavale andurile konstantne koormus ning mõõdeti väljundsignaal iga tunni järel 24 tunni jooksul.

6. Ülekostvusest tekkinud väljundsignaali viga leiti lisades ühele konkreetsele sensorile konstantne raskus ning mõõtes esmalt signaal sellel anduril. Seejärel lisati läheduses olevatele sensoritele raskused ning registreeriti muutus esimesel (põhi)sensoril.

7. Korratavuse viga leiti hoides automaathaamri rakendatavat rõhku konstantsena ning salvestades kuni 30 tulemust, mille põhjal arvutati väljundsignaalide erinevus.

## 5. Tulemused ja arutelu

### 5.1 Tulemused

Alljärgnevas tabelis (Tabel 2) on viie projekti jaoks parima sensori mõõtmiste tulemused terve bakalaureusetöö vältel.

Sensori nimi või kirjeldus	FSR - Square (takistuslik)	FlexiForce A201 (takistuslik)	Klaasriidega PDMS (mahtuvuslik)	PDMS (mahtuvuslik)	PVDF andur (piesoelektriline)
Mõõdetav parameeter	Takistus ( $\Omega$ )	Takistus ( $\Omega$ )	Võnkesagedus(Hz)	Võnkesagedus(Hz)	Voolutugevus (A)
Signaal-müra suhe, dB	37,1 - 37,9	30,5 - 31,1	30,6 - 43,7	25,1 - 35,2	23,6 - 29,5
Rõhupiirkond, N/cm <sup>2</sup>	1 - 98	3 - 154,5	5 - 76	5 - 101	5 - 130
Korratavuse viga, %	$\pm 5\%$	$\pm 2,5\%$	$\pm 3\%$	$\pm 3,5\%$	$\pm 5\%$
Reaktsiooniaeg, ms	3	3,5	2	2	2
Tundlikkus inimkeha läheduse suhtes, %	Tühine (alla 1%)	Tühine (alla 1%)	<4 % väljundist	<8 % väljundist	Tühine (alla 1%)
Youngi moodul, GPa	6-8	4-5	1 - 2	1 - 2	2-4
Temperatuuritundlikkus (20 - 35 °C), %	<8%	<6,5%	<2%	<1,5%	<46 % (temp. 15-45)
Väljundi hüsterees, %	+10%	+4,5%	+45%	+35,5%	+16%
Lineaarsuse viga, %	$\pm 5\%$	$\pm 3\%$	$\pm 5,5\%$	$\pm 27\%$	$\pm 2\%$
Roomavusest tulenev signaali triiv, %	<5%	<5%	<27,5%	<3%	<7,5%

**Tabel 2: Sensorite tulemused**



Viis väljatoodud sensorit vastavad esitatud rõhu mõõtepiirkonna, painduvuse ning anduri paksuse nõuetele. Ka korratavuse viga ning reaktsiooniaeg on kõikidel sensoritel samas suurusjärgus.

Suuremad erinevused tulemustes tekkisid andurite signaal-müra suhte, lineaarsuse, hüstereesi, müra- ja temperatuuritundlikkuse ning roomavusest tulenenud triivi puhul.

#### **5.1.1 Takistuslikud**

Takistuslikud andurid näitasid teiste sensoritega võrreldes paremaid tulemusi signaal-müra suhte, väljundsignaali hüstereesi ning müratundlikkuse (k.a inimkeha) puhul ning olid samas suurusjärgus parimate tulemustega lineaarsuse ja roomavuse testides. Ainsaks puudujäägiks osutus temperatuuritundlikkus. Takistuslike sensorite puhul mõõdeti takistuse muutust, millest on võimalik välja arvutada juhtivuse ( $\frac{1}{R}$ ) muutus. Rõhu suurendamine andis mittelineaarse takistuse muutuse (Joonis 22) sensoril, kuid lineaarse juhtivuse muutuse (Joonis 23).

#### **5.1.2 Mahtuvuslikud**

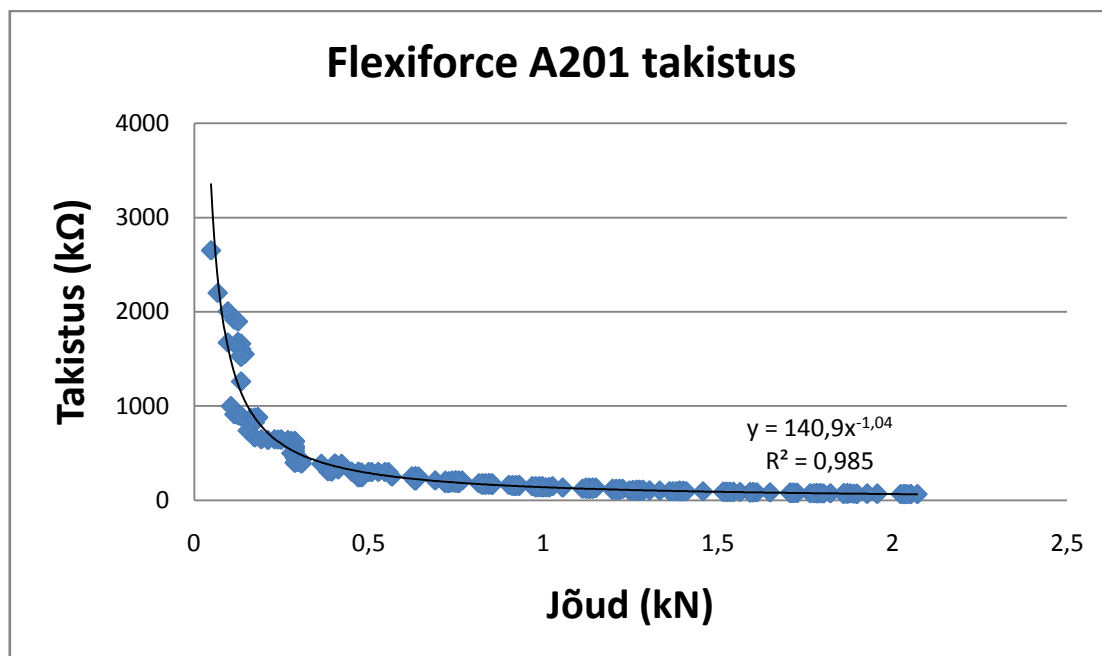
Andurid andsid parimaid tulemusi temperatuuritundlikkuse puhul ning sensoritüüp, mille dielektriliseks vahekihiks oli ainult polüdimetüülsiloksaan (PDMS), oli madalama roomavusega. PDMS-ile klaasriide lisamisel, muutus väljundsignaal lineaarsemaks (Joonis 24), kuid sealjuures kasvas roomavus märgatavalt. Probleemseks osutus ka väljundsignaali suur hüsterees ja müratundlikkus, seal hulgas tundlikkus inimkeha lähedusele inimkeha ja sensori vahel tekkinud parasiitmahtuvustest. Vahemikus 20 - 5 cm oli muutus tühine, kuid 5 cm piirist lähemale minnes kasvas inimkehast tingitud muutus oluliselt.

#### **5.1.3 Piesoelektrilised**

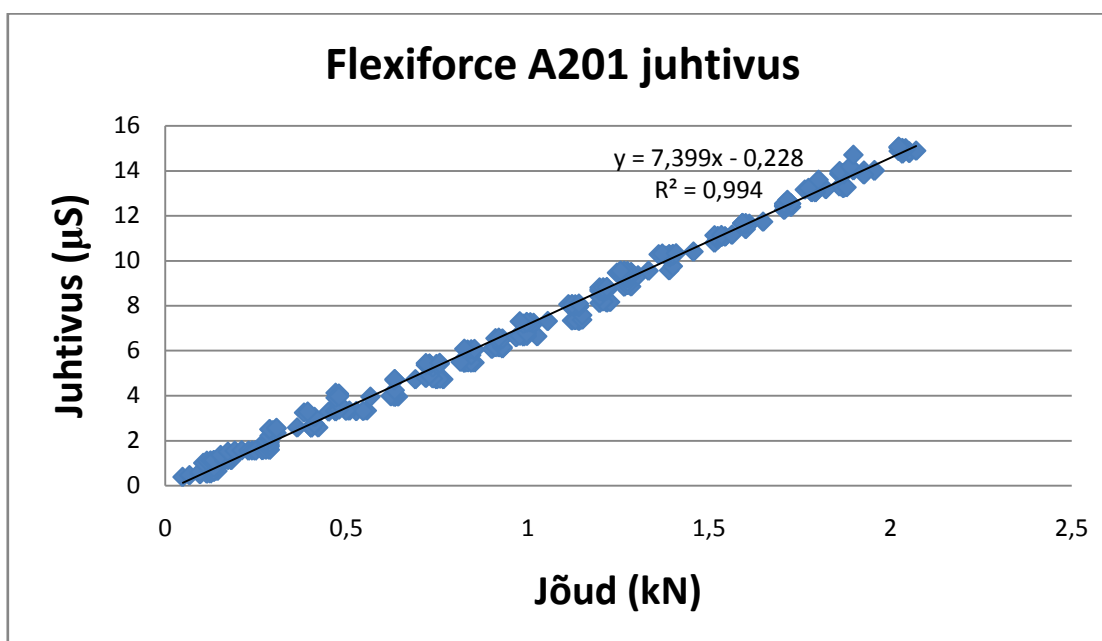
Sensoril oli kõige lineaarsem väljundsignaali sõltuvus rõhust, kuid puudujäägid tekkisid suure triivi, hüstereesi, temperatuuritundlikkuse ning signaal-müra suhte puhul.

## 5.2 Väljundsignaali sõltuvus jõust

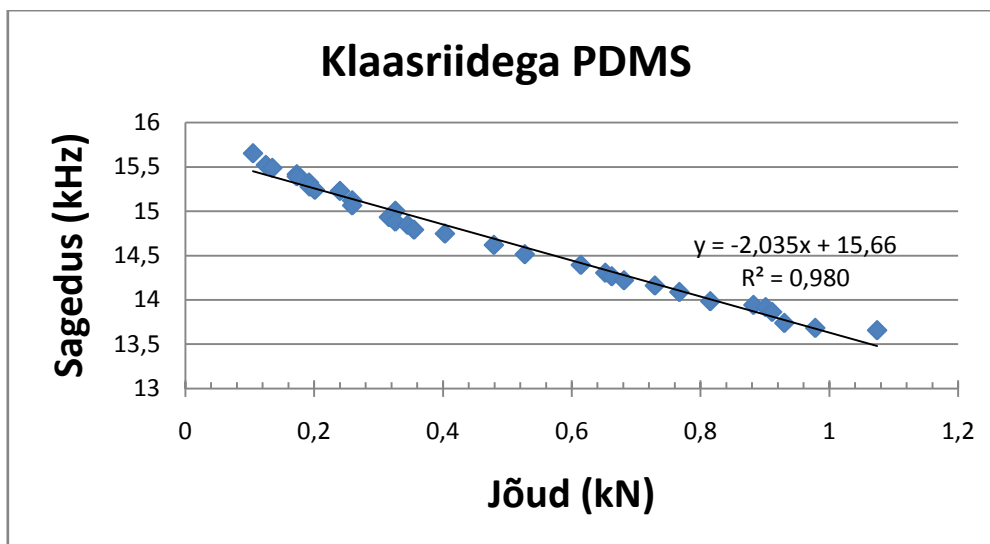
Sensorite väljundsignaali sõltuvus andurile rakendatavast jõust on näidetena esitatud Joonistel 22 - 26.



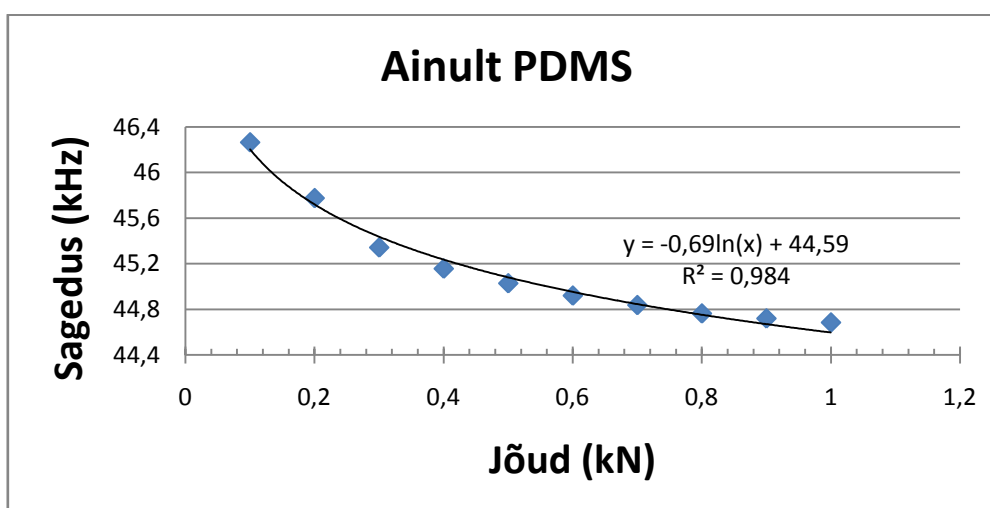
Joonis 22: FlexiForce A201 takistuse sõltuvus jõust koos lähenduskõveraga.



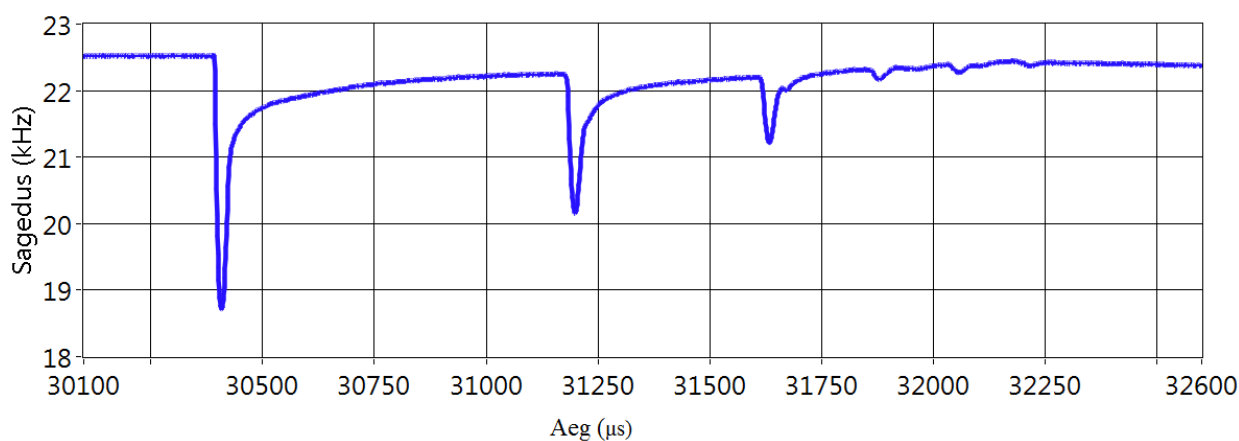
Joonis 23: FlexiForce A201 juhtivuse sõltuvus jõust koos regressioonisirrega



Joonis 24: Klaasriidega PDMS mahtuvusliku sensori sageduse sõltuvus jõust koos regressioonisirgega.



Joonis 25: Ainult PDMS-iga mahtuvusliku sensori sageduse sõltuvus jõust koos lähenduskõveraga.



Joonis 26: Klaasriidega PDMS mahtuvusliku anduri ajaline käitumine erinevate dünaamilste rõhkude rakendamisel

Käesoleva lõputöö käigus testiti mahtvuslike sensorite ülekostvust, mis oli 40 - 70% väljundsignaalist, olenevalt sensorite arvust. Mahtvuslike andurite puhul tuleneb see lähestikku olevate sensorite omavaheliste parasiitmahtuvuste muutusest.

Piesoelektriliste andurite kontekstis on ülekostvuse teoreetiliseks põhjuseks võrdlemisi suurte pingete genereerimine üksikutel sensoritel. Kui andurid on omavahel ühendatud tüüpilisel maatrikskujul (vt Lisa 1), genereerivad lähedusesolevad elemendid parasiitpingeid, mis mõjutavad väljundit. Takistuslike andurite puhul moodustavad ülekostvuse lekkevoolud kõrvalasuvatel radadel.

### 5.3 Teiste sensorite puudujäägid

1. *FSR - Small* sensori peamiseks puudujäägiks oli liiga madal rõhu mõõtepiirkond (1 - 50 N/cm<sup>2</sup>)

2. *Piezo Element* sensori suureks puuduseks osutus materjali liigne jäikus (Youngi moodul 75 GPa) ning rabadus. Liiga jäik materjal võib rõhutundliku sisetalla kasutamise käigus kergemini puruneda ning seega on seadme eluiga oluliselt lühem.

3. Ioonjuhtiva EAP puudujäägiks oli esmalt ebapiisav rõhu mõõtepiirkond, kuna üle 10 N/cm<sup>2</sup> rõhkude puhul langes väljundsignaal küllastuspiirkonda, kus rakendatavat jõudu suurendades muutus väljundsignaal minimaalselt. Seega sobiks sensor rohkem näiteks sõrme puudutuse tunnetamiseks. Ühtlasi olid puudujääkideks temperatuuritundlikkus, elektroonika keerukus instrumentaalvõimendi näol ja madal signaal-müra suhe (6 - 10 dB).

### 5.4 Elektroonika keerukus

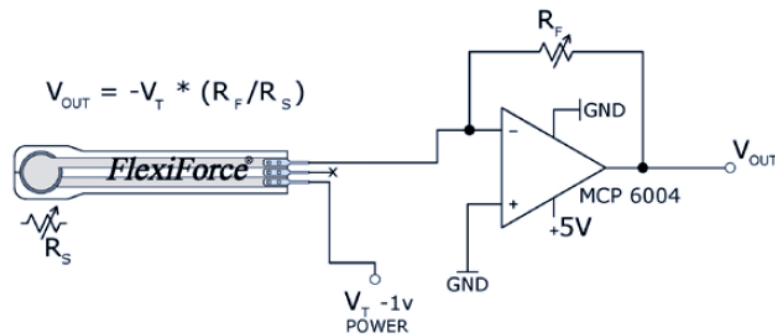
Kõikide anduritüüpide puhul tuleb arvestada projekti lõppeesmärgi kontekstis elektroonika keerukusega. Elektroonika nõuded kõikidele sensoritüüpidele:

Kõik andurid on mingil tasemel tundlikud mürale, seega tuleb neid kindlasti varjestada, kuna sisetaldasid võidakse kasutada erineva müratasemega keskkondades. Samuti on sensoritüübid tundlikud temperatuurile, mille tõttu tuleb takistuslikele ja piesoelektrilistele anduritele kindlasti lisada mitmed termistorid (temperatuuritundlikud takistid) ning mahtvuslike sensorite puhul võib piirduda paari temperatuurisensoriga, mida tuleb jätkuvalt sisetalla kasutamise käigus jõuväärtuse arvutamisel parandustegurina arvesse võtta.

Elektroonika keerukus erinevat tüüpi sensoritele jaotub kolme gruppi:

1. **Takistuslike** sensorite puhul on kasulikum lisada elektroonikaskeemi operatsioonivõimendid ning võrdlustakistid (Joonis 27), et mõõta anduri voolutugevust, kuna

sensorid andsid lineaarseid tulemusi mõõtes juhtivust. Takistuslikud sensorid tarvivad võrreldes teiste anduritüüpidega rohkem voolu.



Joonis 27: Tüüpskeem voolutugevuse mõõtmiseks [39]

2. **Piesoelektrilised** sensorid: Kuna projekti üheks eesmärgiks on mahutada seadmele üle 100 sensori, tuleb andurid paigutada mõõtesüsteemi tõenäoliselt maatrikskujul. Probleemi lahendamine on oluliselt keerulisem, kuna iga sensor on ise pingesallikas. See tähendab, et sensorid tuleb üksteisest varjestada või väljundsignaalid üksteisest isoleerida (nt. diodide abil või elektrilise nullnivoo muutmisega mõõtmise ajal). Seadme tööaega saaks pikendada andurite genereeritud laengu salvestamisega, kuid sealjuures kulutab salvestav mikroskeem veelgi enam elektroonikapindala, mis on elektroonika sisetald integreerimise puhul ülimalt piiratud.

3. **Mahtuvuslikud** sensorid on tugevalt tundlikud elektrimürale ning inimkeha lähedusele. Sellest tulenevalt tuleb kogu tald erakordselt hästi müra eest varjestada ja rakendada muid müra vähendavaid meetmeid (nt. diferentsiaalmõõtmine või varjestada andurid kontuuriga, mida hoitakse teatud pingel). Samuti on antud sensorigrupil märkimisväärselt suur ülekostvus. Inimkeha läheduse tundlikkuse tõttu osutub sisetalla kogupaksus võrreldes teiste anduritüüpidega tõenäoliselt suuremaks, et luua barjäär inimese jala ja sensorite vahel.

## 5.5 Lõppjärelus

Kogu eelnevat analüüsi ning mõttekäike silmas pidades on antud bakalaureusetöö raames seni testitud sensoritüüpidest parim takistuslike andurite klass madala müratundlikuse, elektroonika integreerimise lihtsuse ning heade tulemuste poolest igas kategoorias peale temperatuurisõltuvuse. Klassi kolmest testitud andurist osutub tulemuste alusel parimaks **FlexiForce A201**, millel on suurem korratavus, väiksem temperatuuritundlikkus, madalam väljundsignaali hüstereesi ja suurem lineaarsus.

## Kokkuvõte

Podomeetiline uuring on tänapäeval üks levinud viise diagnoosida jalavigastusi või hinnata terviseriske. Suhkruhaigusest või lampjalgsusest tekkinud jala neuropaatia ja sellest tulenevate jalahaavandite raviks kasutatakse ortopeedilisi sisisetaldasid, mida valmistatakse jalatalla rõhujaotuse alusel.

Käesoleva bakalaureusetöö eesmärgiks oli esmalt uurida erinevaid olemasolevaid podomeetriarakendusteks sobivaid sensoritehnoloogiaid. Järgmisena testida vastavalt nõuetele valitud pehmete andurite kindlaid parameetreid ning pakkuda välja parim sensoritüüp labajalale rakendatavat rõhku mõõtvat sisetalla disainimiseks. Selleks kasutati erinevaid staatilisi ning dünaamilisi rõhke avaldavaid seadmeid ning nelja tüüpi andureid - **takistuslikke, mahtuvuslikke, piesoelektrilisi ja ioonjuhtivaid EAP**-sid.

Tulemuste alusel toodi välja erinevate tajurite eelised ja puudujäägid. Analüüsi käigus leiti käsitletud probleemi lahendamisel parimaks sensoritüübiks takistuslike sensorite klass, mille kolmest testitud andurist parimaks osutus **FlexiForce A201**.

## Kasutatud kirjandus

1. Mueller, M. "Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design." *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 29, 747-755 (1999).
2. Gioftsidou, A.; Malliou, P.; Pafis, G.; Beneka, A.; Godolias, G.; Maganaris, C. "The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability." *Eur. J. Appl. Phys.*, 96, 659–664 (2006).
3. Rodgers, M. "Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running." *Phys. Ther.*, 68, 1822–1830 (1988).
4. Margolis, D.J.; Knauss, J.; Bilker, W.; Baumgarten, M. "Medical conditions as risk factors for pressure ulcers in an outpatient setting." *Age Ageing*, 32, 259–264 (2003).
5. Yong, F.; Yunjian, G.; Qunjun, S. "A Human Identification Method Based on Dynamic Plantar Pressure Distribution." *Kogumikus Proceeding of 2011 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*, 2011, lk. 329–332.
6. Yamakawa, T.; Taniguchi, K.; Asari, K.; Kobashi, S.; Hata, Y. "Biometric Personal Identification Based on Gait Pattern using Both Feet Pressure Change." *Kogumikus Proceeding of 2010 World Automation Congress (WAC)*, 2010, lk. 1–6.
7. Sazonov, E.S.; Fulk, G.; Hill, J.; Schutz, Y.; Browning, R. "Monitoring of posture allocations and activities by a shoe-based wearable sensor." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 58, 983–990 (2011).
8. Wada, C.; Sugimura, Y.; Ienaga, T.; Kimuro, Y.; Wada, F.; Hachisuka, K.; Tsuji, T. "Development of a Rehabilitation Support System with a Shoe-Type Measurement Device for Walking." *Kogumikus Proceedings of SICE Annual Conference*, 2010, lk. 2534–2537.
9. Edgar, S.R.; Swyka, T.; Fulk, G.; Sazonov, E.S. "Wearable Shoe-Based Device for Rehabilitation of Stroke Patients." *Kogumikus Proceeding of 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2010, lk. 3772–3775.
10. Lavery, L.; Vela, S.; Fleishli, J.; Armstrong, D.; Lavery, D. "Reducing plantar pressure in the neuropathic foot." *Diabetes Care*, 20, 1706–1710 (1997).

11. Praet, S.; Louwerens, J. "The influence of shoe design on plantar pressures in neuropathic feet." *Diabetes Care*, 26, 441–445 (2003).
12. Queen, R.M.; Abbey, A.N.; Wiegerinck, J.I.; Yoder, J.C.; Nunley, J.A. "Effect of shoe type on plantar pressure: A gender comparison." *Gait Posture*, 31, 18–22 (2010).
13. Queen, R.; Haynes, B.; Hardaker, W.; Garrett, W. "Forefoot loading during 3 athletic tasks." *Am. J. Sports Med.*, 35, 630–636 (2007).
14. James Holler, F.; Skoog, D.; Crouch, S. "Chapter 1" *Kogumikus Principles of Instrumental Analysis (6th ed.)*, Cengage Learning (2007), ISBN 978-0-495-01201-6.
15. Abdul Razak, A.H.; Zayegh, A.; Begg, R.K.; Wahab, Y. "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review." *Sensors*, 12, 9884-9912 (2012).
16. Gefen, A. "Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: Technological concepts and clinical utilization." *Wounds*, 19, 350–362 (2007).
17. Best, R.; Begg, R. "Overview of Movement Analysis and Gait Features." *Kogumikus Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques (1st ed.)*, Idea Group: Atlanta, GA, USA, 2006; lk. 1–69.
18. Yang, W. "Economic Costs of Diabetes in the U.S. in 2012" American Diabetes Association, 2012 [Võrgumaterjal] <http://care.diabetesjournals.org/content/early/2013/03/05/dc12-2625.full.pdf+html> [Kasutatud 10.04.2013].
19. MacWilliams, B.A.; Armstrong, P.F. "Clinical Applications of Plantar Pressure Measurement in Pediatric Orthopedics." *Kogumikus Proceeding of Pediatric Gait, 2000. A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, 2000, lk. 143–150.
20. "Products for Pressure Mapping and Force Measurement" Tekscan [Võrgumaterjal] <http://www.tekscan.com/products> [Kasutatud 17.04.2013].
21. "Plaatkondensaator" Wikipedia [Võrgumaterjal] [http://et.wikipedia.org/wiki/Pilt:Plate\\_CapacitorII.svg](http://et.wikipedia.org/wiki/Pilt:Plate_CapacitorII.svg) [Kasutatud 10.05.2013]
22. "Foot pressure" Paromed [Võrgumaterjal] <http://www.paromed.de/paroContour-S1.html> [Kasutatud 10.05.2013].



23. Urry, S. "Plantar pressure-measurement sensors." *Measurement Science and Technology*, 10(1), R16 (1999).
24. "Pedar" Novel [Võrgumaterjal] <http://www.novel.de/novelcontent/pedar> [Kasutatud 17.04.2013].
25. "Elektroaktiivsed polümeerid" Tartu ülikooli Tehnoloogiainstituut [Võrgumaterjal] <http://www.tuit.ut.ee/159655> [Kasutatud 7.02.2013].
26. "Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog" Interlink Electronics [Võrgumaterjal] <http://resenv.media.mit.edu/classes/MAS836/Readings/fsrguide.pdf> [Kasutatud 22.05.2013]
27. Bamberg, S.; Benbasat, A.Y.; Scarborough, D.M.; Krebs, D.E.; Paradiso, J.A. "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system." *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 12, 413–423 (2008).
28. "Piezo Film Elements" Measurement Specialties. [Võrgumaterjal] <http://www.meas-spec.com/piezo-film-sensors/piezo-film-elements.aspx> [Kasutatud 15.11.2012].
29. Lee, N.; Goonetilleke, R.; Cheung, Y.; So, G. "A flexible encapsulated MEMS pressure sensor system for biomechanical applications." *J. Microsyst. Technol.*, 7, 55–62 (2001).
30. Shu, L.; Hua, T.; Wang, Y.; Li, Q.; Feng, D.; Tao, X. "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array." *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 14, 767–775 (2009).
31. Wahab, Y.; Bakar, N. A. "MEMS Biomedical Sensor for Gait Analysis." *Kogumikus Biomedical Engineering Trends in Electronics, Communications and Software*, InTech, DOI: 10.5772/549 (2011).
32. Qu, L.; Peng, Q.; Dai, L.; Spinks, G. M.; Wallace, G. G.; & Baughman, R. H. "Carbon nanotube electroactive polymer materials: Opportunities and challenges." *MRS bulletin*, 33, 215-224 (2008).
33. Becker, J.; Howey, R. J.; Osternig, L. R.; James, S.; Chou, L. S. "Plantar pressure differences between rearfoot and midfoot striking runners during shod running." *Kogumikus The 2012 ASB Annual Meeting*, 2012.

34. "Roomavus" Wikipedia [Võrgumaterjal] <http://et.wikipedia.org/wiki/Roomavus> [Kasutatud 11.03.2013].
35. Arndt, A. "Correction for sensor creep in the evaluation of long-term plantar pressure data." *J. Biomech.*, 36, 1813–1817 (2003).
36. Orendurff, M. S.; Rohr, E. S.; Segal, A. D.; Medley, J. W.; Green, J. R.; Kadel, N. J. "Regional foot pressure during running, cutting, jumping, and landing." *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 566-571(2008).
37. Low, D.C.; Dixon, S.J. "Footscan pressure insoles: accuracy and reliability of force and pressure measurements in running." *Gait & Posture*, 32(4), 664-666 (2010).
38. De Rossi, S.M.M.; Lenzi, T.; Vitiello, N.; Donati, M.; Persichetti, A.; Giovacchini, F.; Vecchi, F.; Carrozza, M.C. "Development of an In-Shoe Pressure-Sensitive Device for Gait Analysis." *Kogumikus Proceeding of 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, lk. 5637–5640.
39. "FlexiForce Sensors User Manual" Tekscan [Võrgumaterjal] <http://www.tekscan.com/pdf/FlexiForce-Sensors-Manual.pdf> [Kasutatud 12.05.2013].
40. Alfredo Vázquez Carazo "Novel Piezoelectric Transducers for High Voltage Measurements." Doktoritöö, Universitat Politècnica de Catalunya (2000), lk. 242.
41. Robotic & Mechatronic HomeLab "Pingejagur" [Võrgumaterjal] [http://home.roboticlab.eu/et/electronics/voltage\\_divider](http://home.roboticlab.eu/et/electronics/voltage_divider) [Kasutatud 11.05.2013].
42. Must, I.; Kaasik, F.; Põldsalu, I.; Johanson, U.; Punning, A.; Aabloo, A. "A carbide-derived carbon laminate used as a mechanoelectrical sensor" *Carbon*, 50, 535-541 (2012).
43. Kautlenbach, S. "Autonoomne seade elastsusmooduli mõõtmiseks" Bakalaureusetöö, Tartu Ülikool (2011).
44. "FSR 400" Interlink Electronics [Võrgumaterjal] <http://www.interlinkelectronics.com/FSR400.php> [Kasutatud 14.04.2013]
45. "Sensor Mat Configuration Enabling Actual Resistance Values of Force-Dependent Resistor of a Sensor Mat" [Võrgumaterjal] <http://www.freepatentonline.com/6657445.pdf> [Kasutatud 21.05.2013].

46. Richardson, P. "Muscles for Microbes" [Võrgumaterjal]  
[http://www.enm.bris.ac.uk/teaching/projects/2008\\_09/pr4811/background.html](http://www.enm.bris.ac.uk/teaching/projects/2008_09/pr4811/background.html) [Kasutatud  
22.05.2013]

## Abstract

### Pressure sensor analysis for pedobarographic applications

Tõnis Tiimus

**Pedobarography** is the study of pressure fields acting between the plantar surface of the foot and a supporting surface. It is most often used in biomechanical analysis of gait and posture, it is also employed in a wide range of applications including sports biomechanics and gait biometrics. Pedobarography has become essential in the field of orthopedics as plantar pressure readings from sensors help design insoles to treat peripheral neuropathy (foot ulcers) for patients diagnosed with diabetes or flatfoot syndrome.

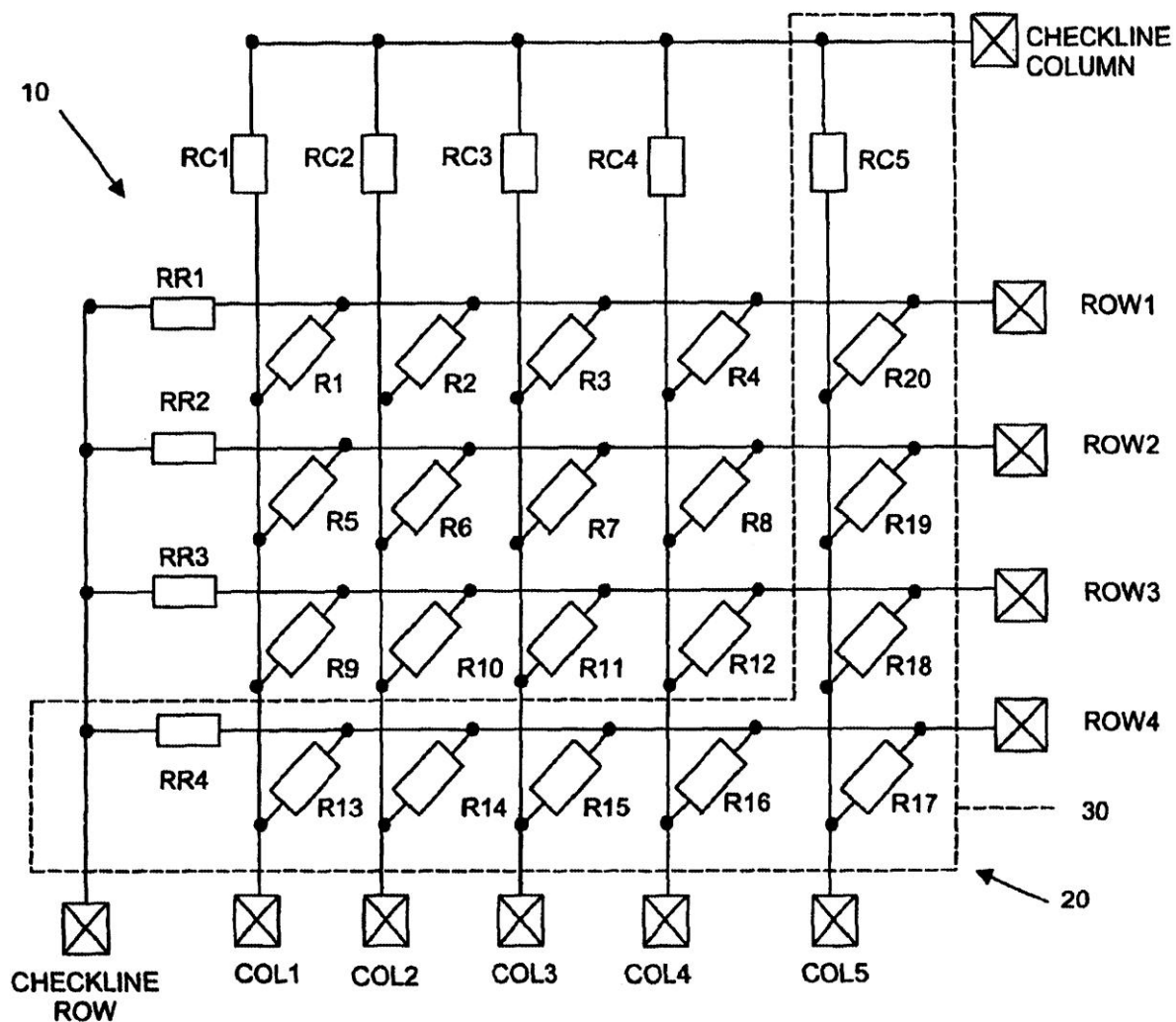
The purpose of this thesis is to compare commercially available flexible plantar pressure sensing systems and test a variety of sensor types based on established requirements and determine the best type of sensor technology for the design and construction of a plantar pressure sensitive insole measurement system.

Eight sensors from 4 different pressure sensing technologies (**capacitive, piezoresistive, piezoelectric and ionic electroactive polymer**) were chosen and tested with static and dynamic forces in similar conditions to compare the selected sensors and identify the best among them. Measurements were conducted using NI LabView 2012 and National Instruments data acquisition devices.

Based on the results, advantages and disadvantages of all sensor types were described. Analysis indicated that the best suited sensing technology for designing a mobile pedobarographic insole measurement system is the piezoresistive sensor class and out of the tested sensors **FlexiForce A201** showed the most promising results.

Lisa 1:

ning *Checkline* row).



### Joonis 28: Sensorite maatrikskuju tüüpskeem [45]

## **Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks**

Mina Tõnis Tiimus

(sünnikuupäev: 03.02.1989)

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose  
RÕHUTUNDLIKE SENSORITE ANALÜÜS PODOMEETRIARAKENDUSTES,  
mille juhendaja on Alvo Aabloo,

1.1.reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas  
digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja  
lõppemiseni;

1.2.üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas  
digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.

3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega  
isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus, **22.05.013**